

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-289397

(43)Date of publication of application : 04.10.2002

(51)Int.Cl.

H05H 1/24

G21K 1/00

G21K 5/08

(21)Application number : 2001-085762

(71)Applicant : MOCHIZUKI TAKAYASU

(22)Date of filing : 23.03.2001

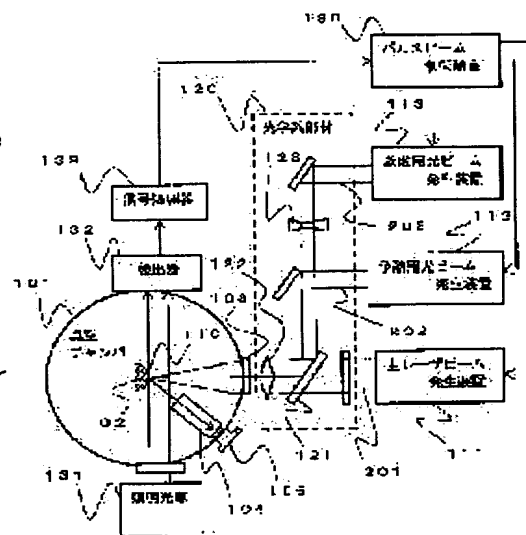
(72)Inventor : MOCHIZUKI TAKAYASU

## (54) LASER PLASMA GENERATING METHOD AND SYSTEM THEREOF

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To continuously form stable high-temperature and high-density plasma without damaging surrounding optical elements, an X-ray detector and the like by flying of fast fine particles from a target material.

**SOLUTION:** Since plasma is formed by irradiating a leading edge of a high-density injection gas stream formed by heating and vaporizing a target material 102 by a light beam 202 for preheating with a converged main laser beam 201, the generation of fast fine particles by the target material can be prevented. After formation of the plasma, broken fine particles released from the target material are heated by a light beam 203 for evapotranspiration timely controlled to be evaporated or vaporized, whereby release of the fast fine particles by the target material can be prevented and extinguished. Accordingly, the fine particles still generated by the formation of plasma by the preheating are almost completely evaporated or vaporized.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

**\* NOTICES \***

**JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

**[Claim(s)]**

[Claim 1] In the laser plasma generating approach which heats this target material and generates the elevated-temperature high density plasma by a solid-state and a liquid coming out on the other hand at least, and making a certain matter into target material, and carrying out convergent radiotherapy to this target material, using the pulse beam by laser as the main laser beam The target material which carried out convergent radiotherapy of the convergent radiotherapy point on the front face of said target material, and was evaporated on the front face of said target material is added to the plasma-ized plasma production procedure using said main laser beam. It has either [ at least ] a target material preheating procedure or a particle evapotranspiration procedure. Said target material preheating procedure Prepare the light beam for preheatings, and on the front face of said target material, carry out convergent radiotherapy of the convergent radiotherapy point of said main laser beam, and it is heated beforehand. Make target material evaporate on the front face of said target material, and it is made to blow off perpendicularly as a jet gas stream of high density on said front face. Moreover, said particle evapotranspiration procedure The laser plasma generating approach characterized by transpiring the particle of said target material which irradiated said convergent radiotherapy neighborhood of a point, and was generated by the convergent radiotherapy of said main laser beam after preparing the light beam for evapotranspiration and spreading said plasma.

[Claim 2] In claim 1, said plasma production procedure at the time of performing said target material preheating procedure Convergent radiotherapy of said main laser beam is carried out to said convergent radiotherapy point with the almost same optical axis as said light beam for preheatings with the delay of only predetermined time from the exposure stage of said light beam for preheatings. The laser plasma generating approach characterized by plasma-izing said jet gas stream which blew off by the exposure of said light beam for preheatings.

[Claim 3] It is the laser plasma generating approach characterized by said predetermined time being one from 5ns to 100 microseconds in claim 2.

[Claim 4] The laser plasma generating approach that either [ at least ] the light beam for preheatings or the light beam for evapotranspiration is characterized by being a sublaser beam in claim 1.

[Claim 5] It is the laser plasma generating approach characterized by being the KURAIO target material which cools said target material in claim 1, and becomes either [ at least ] liquid-izing or a solid state, and which is the matter of a gas [ a room temperature ] in inactive chemically.

[Claim 6] It is the laser plasma generating approach characterized by having the almost same optical axis while each of said light beam for preheatings and said main laser beam have whenever [ incident angle / of less than 70 degrees ] to a perpendicular direction on this front face in claim 1 on the front face of said target material.

[Claim 7] In the laser plasma generation system which heats target material and generates the elevated-temperature high density plasma by a solid-state and a liquid coming out on the other hand at least, making a certain matter into target material, and carrying out convergent radiotherapy of the main laser beam to the convergent radiotherapy point of this target material In addition to the main pulse laser generator which generates the pulse laser beam of high cusp power as said main laser beam which makes said plasma generate, it has either [ at least ] a light beam generator for preheatings, or a light beam generator for evapotranspiration. On the front face of said target material, said light beam generator for preheatings carries out convergent radiotherapy of the convergent radiotherapy point of said main laser beam, and heats it beforehand. The light beam for preheatings which makes target material evaporate on the front face of said target material, and makes it blow off perpendicularly as a jet gas stream of high density on said front face is generated. And said light beam generator for evapotranspiration The light beam for

evapotranspiration which transpires the particle of said target material which irradiated said convergent radiotherapy neighborhood of a point, and was generated by the convergent radiotherapy of said main laser beam after said plasma generated by said main laser beam was spread is generated. Furthermore, one [ corresponding to the light beam generated among the optical-system members which carry out the light guide of said light beam for evapotranspiration to the predetermined range consisting mainly of the optical-system member which carries out the light guide of said light beam for preheatings, and condenses towards said convergent radiotherapy point, and said convergent radiotherapy point, and condense in it / at least ] optical-system member, The time difference of the pulse irradiation irradiated to the pulse irradiation of said main laser beam among said light beam for preheatings, and said each of light beam for evapotranspiration, time amount width of face, and laser plasma generation system characterized by having the pulse beam control unit which adjusts each pulse amplitude.

[Claim 8] It is the laser plasma generation system chemically characterized by cooling said target material in claim 7, and it becoming either [ at least ] liquid-izing or a solid state that it is the KURAIO target material of the gas matter at a room temperature with inactive.

[Claim 9] Laser plasma generation system to which either [ at least ] the light beam for preheatings or the light beam for evapotranspiration is characterized by being a sublaser beam in claim 7.

[Claim 10] It is the laser plasma generation system characterized by the ability to adjust [ to make condense with the almost same optical axis, while said optical-system member has whenever / angle-of-incidence / of less than 70 degrees / for each of said light beam for preheatings and said main laser beam to a perpendicular direction on this front face in claim 7 on the front face of said target material, and ] said light beam for evapotranspiration more greatly than the diameter of condensing of said main laser beam.

[Claim 11] It is the laser plasma generation system characterized by for said pulse beam control device preceding only predetermined time amount to the exposure stage of said main laser beam in claim 7, and irradiating the exposure stage of said light beam for preheatings.

[Claim 12] It is the laser plasma generation system characterized by predetermined time amount being one time amount from 5ns to 100 microseconds in claim 11.

---

[Translation done.]

**\* NOTICES \***

**JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

**DETAILED DESCRIPTION**

---

**[Detailed Description of the Invention]****[0001]**

**[Field of the Invention]** On the other hand, a solid-state and a liquid come out at least, and this invention makes a certain matter target material. It is related with the laser plasma generating approach which heats by carrying out convergent radiotherapy to this target material, using the pulse beam by laser as the main laser beam, and generates the elevated-temperature high density plasma, and its system. It is related with the practical laser plasma generating approach which cannot do damage to an optical element, an X-ray detector, etc. which a high-speed particle disperses from target material, and exist on the outskirts especially, and can generate the elevated-temperature high density plasma stabilized continuously, and its system.

**[0002]**

**[Description of the Prior Art]** Conventionally, in this kind of laser plasma generation system, the plasmoid of elevated-temperature high density is generated by condensing to the target material which has a solid-state consistency, and irradiating at it the pulse laser beam which has high cusp power at punctiform with a diameter of 100 micrometers or less. Since the X-ray of high brightness is emitted from this plasmoid, the application equipment of this X-ray is put in practical use from the 1970s.

**[0003]** Each target material of a solid-state consistency used here is a solid material which makes a subject metals, such as copper (Cu), aluminum (aluminum), and gold (Au). Therefore, since the steamy molecule and atom of the target material which evaporates by laser heating and exists near the convergent radiotherapy point carry out deposition adhesion at a surrounding chamber internal surface, the front face of an X-ray mirror in which the X-ray emitted is brought together, the entrance window of an X-ray detector, etc., there is a trouble that it is necessary to clean periodically.

**[0004]** In order to solve such a trouble, the technique of preparing a mechanical shutter in the space to the front face of an X-ray mirror in "Vacuum Science and Technology B3(1) and pp. 1985 [ 258 or ]" by A.L.Hoffman and others, and preventing scattering of the solid-state particle to generate is proposed.

**[0005]** Moreover, the evaporative gas molecule mentioned above has prevented that even an X-ray mirror flows using the means of arranging the buffer (collision) gas field where the consistency by the gas cell is big in "Japanese J.Applied Physics 37 and L1998 [ 147 or ]" by N.Kandaka and others. However, since the distance to an X-ray mirror is generally large, whenever [ solid angle / which collects X-rays / large ] cannot be taken.

**[0006]** Moreover, JP,11-250842,A is indicated for the purpose of acquiring the laser plasma light source with high conversion efficiency with little debris (solid-state minute debris) on the other hand. The laser beam for ablation is irradiated by this proposal by the hollow established in the front face of a solid-state target. this exposure -- the wall of a hollow -- very -- a surface part -- evaporating -- the evaporation matter -- becoming depressed -- the near inside of inner space, for example, an outlet core, -- it comes out, and it is made to converge and a densification part is formed. High-temperature plasma irradiates the pulse laser for heating, and is obtained by the densification part. Thus, since a densification part is formed by evaporating only a surface part very much, with little generating of a particle, this densification part serves as a wall and external emission of a particle is inhibited.

**[0007]**

**[Problem(s) to be Solved by the Invention]** \*\* while [ rapid ] following on plasma production since an initial consistency is a consistency of a solid-state or a liquid when generating the plasma using the target material of a liquid or a solid-state as mentioned above -- a powerful impulse wave occurs toward the interior of target material by the pressure buildup of the shape of a local pulse. On the other hand, after the plasmoid

which consists of an electron and ion spreads and disappears in the air, the particle which target material was ground with the above-mentioned impulse wave, and produced is emitted in the direction of the exterior. When large, the rate, i.e., the kinetic-energy consistency, of this particle, there is a trouble of this particle colliding and doing a mechanical damage to a circumference side.

[0008] Ultra high-speed rotation of a shutter is not only required, but by the mechanical shutter, the trouble that whenever [ light-receiving solid angle / of an X-ray ] is restricted remains among the conventional laser plasma generation system which solves such a trouble. Moreover, in the example of a gas cell, the inhibition effectiveness according to gas to diffusion of a high-speed particle with a big momentum is weak.

[0009] Moreover, in the example which generates a densification part and irradiates a pulse laser beam all over the space in a hollow, a question is in practicality.

[0010] When the target matter of a solid-state target front face which blew off from the surface part as an evaporation style perpendicularly very much becomes depressed according to the three-dimension effectiveness by the hollow and converges on inner space, it is important for the reason to generate temporarily the gas lump of the target material by which consistency compression was carried out. However, in order to generate the plasma in high frequency, it is necessary to form the location of a hollow with a sufficient precision beforehand so that the incidence of the laser beam can be correctly carried out to a target front face.

[0011] Furthermore, in order to realize sufficient consistency compression, it is necessary to generate the evaporation style from a surface large area to the direction of a converging point, and to reach a converging point at coincidence. In order to realize this, the hollow of a semi-sphere configuration is illustrated for the cross section. namely, a semi-sphere inside -- it is necessary to irradiate a laser beam so that the whole surface may be mostly heated to homogeneity Moreover, the hollow of the spherical-surface structure which serves as an evaporation style from the surface section of a hollow, and is concentrated on high density is required, and these implementation is difficult.

[0012] Moreover, by the proposal, since what is necessary is just to make only a surface part evaporate very much, it is indicated that what is necessary is just to use the big pulse laser beam of peak power by the short pulse very much for ablation. However, it is required to make a matter front face absorb the energy of the laser changed in order to give kinetic energy to the fusion which makes solid matter evaporate and evaporation energy, and the evaporated matter below to picosecond order. Consequently, the big pressure pulse of peak power occurs and it is not avoided that this pulse serves as a powerful impulse wave. A solid-state is ground by the impulse wave and produces debris. Therefore, even if it uses a hollow for consistency compression, generating suppression of debris is not expectable. Furthermore, in only short time amount's existing compared with the generating persistence time of debris, a densification part cannot prevent that debris disperses to the exterior of a hollow, when inadequate [ a consistency ] and unstable.

[0013] The technical problem of this invention is offering the practical laser plasma generating approach which cannot do damage to an optical element, an X-ray detector, etc. which such a trouble's is solved, and a high-speed particle's disperses from target material, and exist on the outskirts, and can generate the elevated-temperature high density plasma stabilized continuously, and its system.

[0014]

[Means for Solving the Problem] The laser plasma generating approach by this invention makes the matter of a solid-state and/or a liquid target material. In case target material is heated and the elevated-temperature high density plasma is generated by carrying out convergent radiotherapy to this target material, using the pulse beam by laser as the main laser beam In addition to the plasma production procedure which plasmaizes the target material which carried out convergent radiotherapy of the convergent radiotherapy point on the front face of target material, and was evaporated on the front face of target material, it has the target material preheating procedure and/or the particle evapotranspiration procedure using the main laser beam.

[0015] A target material preheating procedure prepares the light beam for preheatings, carries out convergent radiotherapy of the convergent radiotherapy point of the main laser beam on the front face of target material, and heats it beforehand, target material is made to evaporate further from liquefaction on the front face of target material, and the jet gas fluid of the high density by electric almost neutral target material is made to blow off perpendicularly on a front face. Moreover, a particle evapotranspiration procedure prepares the light beam for evapotranspiration, and after the plasma is spread, it is transpiring the particle of the target material which irradiated the convergent radiotherapy neighborhood of a point, and was generated by the convergent radiotherapy of the main laser beam.

[0016] After the target material which became a jet gas stream from the irradiating point front face perpendicularly near the convergent radiotherapy point of a target material front face with the above-

mentioned target material preheating procedure blows off, the main laser beam is carrying out convergent radiotherapy of the convergent radiotherapy point by the time amount from 5ns to 100 microseconds, for example, the delay for 2 microseconds, with the above-mentioned plasma production procedure. Therefore, the main laser beam will heat the tip of a jet gas stream rapidly. The tip of the jet gas stream in this case has about several [ of the target material consistency by the liquid or the solid-state / 1/] to 1/10 low consistency, and forms it into the perfect plasma with exposure heating of the main laser beam. Since the impulse wave generated by plasma-ization spreads the interior of flush of a low consistency from a jet gas stream tip and arrives at a target material side, whenever [ to target material / impact ] is falling.

[0017] Thus, as for the plasma production procedure at the time of performing a target material preheating procedure, it is desirable to plasma-ize the jet gas stream which had the delay of only predetermined time, carried out convergent radiotherapy of the main laser beam to the convergent radiotherapy point with the almost same optical axis as the light beam for preheatings from the exposure stage of the light beam for preheatings, and blew off by the exposure of the light beam for preheatings.

[0018] On the other hand, even when the main laser beam carries out direct convergent radiotherapy of the target material at a convergent radiotherapy point and generates the plasma, with the above-mentioned particle evapotranspiration procedure, after the plasma is spread, the light beam for evapotranspiration can irradiate the convergent radiotherapy neighborhood of a point, and the particle of the target material generated by the convergent radiotherapy of the main laser beam can be transpired.

[0019] Moreover, the above-mentioned predetermined time should just be one time amount from 5ns to 100 microseconds. It is desirable for either [ at least ] the above-mentioned light beam for preheatings or the light beam for evapotranspiration to be a sublaser beam. As for the above-mentioned target material, it is desirable that it is the KURATIO target material which cools and becomes either [ at least ] liquid-izing or a solid state and which is the matter of a gas [ a room temperature ] in inactive chemically. Furthermore, as for the light beam for preheatings, and each main laser beam, it is desirable to have the almost same vertical optical axis mostly on this front face on the front face of target material.

[0020] Moreover, with the concrete configuration in the laser plasma generation system by this invention, in addition to the main pulse laser generator, it had either [ at least ] the light beam generator for jet gas stream formation, or the light beam generator for evapotranspiration, and has the optical-system member and the pulse beam control unit further.

[0021] The main pulse laser generator generates the pulse laser beam of high cusp power as a main laser beam which makes the plasma generate. The light beam generator for preheatings carries out convergent radiotherapy of the convergent radiotherapy point of the main laser beam on the front face of target material, heats it beforehand, and generates the light beam for preheatings which makes target material evaporate on the front face of target material, and makes it blow off perpendicularly as a jet gas stream of high density on a front face. After the plasma generated by the main laser beam diffuses the light beam generator for evapotranspiration, it generates the light beam for evapotranspiration which transpires the particle of the target material which irradiated the convergent radiotherapy neighborhood of a point, and was generated by the convergent radiotherapy of the main laser beam.

[0022] The optical-system member supports the light beam generated among the optical-system members which carry out the light guide of said light beam for evapotranspiration to the predetermined range centering on the optical-system member and convergent radiotherapy point which carry out the light guide of the light beam for preheatings, and condense towards a convergent radiotherapy point, and condense in it. A pulse beam control device adjusts the time difference of the pulse irradiation irradiated to the pulse irradiation of the main laser beam among the light beam for preheatings, and each light beam for evapotranspiration, time amount width of face, and each pulse amplitude.

[0023]

[Embodiment of the Invention] Next, the gestalt of operation of this invention is explained with reference to a drawing.

[0024] Drawing 1 is the functional block diagram showing one gestalt of operation of this invention.

[0025] The laser plasma generation system shown in drawing 1 equips the target material 102 of the vacuum chamber 101, a liquid, and/or a solid-state, the main laser beam generator 111, the light beam generator 112 for preheatings, the light beam generator 113 for evapotranspiration, the optical-system member 120, and the list with the pulse beam control unit 130 as a main component.

[0026] The vacuum chamber 101 equips the entrance window glass 103 with which the target material 102 of a liquid and/or a solid-state is made a core, and it makes incidence of each beam to the convergent radiotherapy point 110 mostly, and a list with the X-ray mirror 104 and X-ray detector 105 which condense

the X-ray generated from the plasma generated at the convergent radiotherapy point 110.

[0027] The main pulse laser generator 111 generates the pulse laser beam of high cusp power as a main laser beam 201 which makes the plasma generate. The light beam generator 112 for preheatings carries out convergent radiotherapy of the convergent radiotherapy point 110 of the main laser beam 201 on the front face of the target material 102, heats it beforehand, and generates the light beam 202 for preheatings which makes the target material 102 evaporate on the front face of the target material 102, and makes it blow off perpendicularly as a jet gas stream of high density on a front face. After the plasma generated by the main laser beam 201 diffuses the light beam generator 113 for evapotranspiration, it generates the light beam 203 for evapotranspiration which transpires the particle of the target material 102 which irradiated near the convergent radiotherapy point 110 and was generated by the convergent radiotherapy of the main laser beam 201.

[0028] The optical-system member 120 carries out the light guide of each above-mentioned beam to generate to an irradiating point. It has the condenser lens 122 which carries out convergent radiotherapy to the convergent radiotherapy point 110 on the front face of the target material 102 as an optical-system member of the main laser beam generator 111 through the reflecting mirror 121 and the entrance window glass 103 to which the main laser beam 201 is led.

[0029] Moreover, after reflecting with the reflecting mirror 121 which the above-mentioned main laser beam 201 passes as an optical-system member of the light beam generator 112 for preheatings through the reflecting mirror to which the light beam 202 for preheatings is led, the same path as the main laser beam 201 is passed, and convergent radiotherapy is carried out to the convergent radiotherapy point 110 on the front face of the target material 102. The diameter of condensing of the light beam 202 for preheatings is almost the same as the diameter of condensing of the main laser beam 201, or is adjusted to a little large dimension.

[0030] Moreover, after reflecting as an optical-system member of the light beam generator 113 for evapotranspiration with the reflecting mirror to which the light beam 203 for evapotranspiration is led, the same path as the main laser beam 201 is continuously reflected and passed with the reflecting mirror 121 which the above-mentioned main laser beam 201 passes, and convergent radiotherapy of near the convergent radiotherapy point 110 is carried out on the front face of the target material 102. Under the present circumstances, compared with the diameter of condensing of the main laser beam 201, the diameter of condensing of the light beam 203 for evapotranspiration was enlarged enough, and has prevented the leakage in an exposure over a high-speed particle. For this reason, the passage way of the light beam 203 for evapotranspiration is equipped with the condenser lens 123 which can adjust independently the condensing point of the light beam 203 for evapotranspiration with the condensing point of the main laser beam 201 so that it may fully include near the location where a particle disperses and may condense.

[0031] To the light of P polarization, total reflection is carried out to a reflecting mirror 121, and the polarization reflecting mirror which has the property penetrated to the light of S polarization of the same wavelength, or the die clo IKKU mirror which has total reflection or the property of transparency with wavelength is used for it.

[0032] The pulse beam control device 130 controls the generating stage of each pulse-like beam, controls the light beam generator 112 for preheatings, and makes the light beam 202 for preheatings emit light in advance of radiation of the main laser beam 201 from the main laser beam generator 111. Moreover, the pulse beam control device 130 delays only the controlled time amount to the synchronizing signal received from the main laser beam generator 111, controls the light beam generator 113 for evapotranspiration, and is making the light beam 203 for evapotranspiration emit light.

[0033] Furthermore, the laser plasma generation system shown in drawing 1 is equipped with the source 131 of the illumination light, a detector 132, and its signal-processing machine 133. The source 131 of the illumination light generates the illumination light which irradiates the particle emitted to the space near the convergent radiotherapy point 110 on the front face of the target material 102. The detector 132 detected the illumination light scattered about or penetrated, and the signal-processing machine 133 carried out signal processing of the detection information, and it has notified it to the pulse beam control unit 130. In the pulse beam control unit 130, emission of the particle in the space near the convergent radiotherapy point 110 can be recognized from the processed signal.

[0034] The main laser beam 201 of the shape of a pulse by which incidence is carried out at the convergent radiotherapy point 110 of the target material 102 is the thing of high cusp power and a high repetition mold.

[0035] For example, in a certain laser plasma generation system, the main laser beam generator is emitting the pulse-like main laser beam which has the laser wavelength of 1 micrometer, pulse energies 0.7J-1.0J, the



pulse width for 10ns, and the repetition frequency of 10Hz - 1kHz. Convergent radiotherapy of this main laser beam is carried out to the front face of target material with about 100-micrometer diameter of condensing as a convergent radiotherapy point. In this case, about 1012W (power flux density) /of laser reinforcement on a target material front face is set to 2 cm. On a target material front face, the plasma of the elevated-temperature high density of the diameter dimension of condensing is mostly generated by this optical reinforcement, and an X-ray is emitted from this plasma with it. The plasma of the generated elevated-temperature high density expands at high speed, within in 100ns, is diffused and is extinguished. In order to acquire regularly the pulse plasma which operated the main laser beam with the repetition frequency of 10Hz - 1kHz, and was stabilized, for every pulse, the front face of a new target ingredient follows a convergent radiotherapy point with a rotation cylinder or an endless rotation belt, and is supplied. [0036] Next, the light beam situation in the circumference of the convergent radiotherapy point 110 which combines and refers to drawing 1 to drawing 2 , and emits light by the pulse-like main laser beam 201 is explained. Drawing plans the facilities of explanation, and since the \*\* type-izing, contrast of the magnitude of each beam or time amount width of face is for reference.

[0037] First, only the duration  $\Delta t$  which drops to 1/about 10 of this time amount  $t_p$  heats the convergent radiotherapy point 110 by convergent radiotherapy to the time amount  $t_p$  in which the light beam 202 for preheatings which generates a jet gas stream is from 5ns preceded with the exposure of the main laser beam 201 to 100 microseconds. Under the present circumstances, the target material 102 of the convergent radiotherapy point 110 can be raised to evaporation temperature by heating the target material 102 at a rate early enough compared with heat conduction. Moreover, the pulse of the light beam 202 for preheatings has the loose rise time which does not generate a powerful impulse wave on the front face of the target material 102. Consequently, an ingredient component serves as a neutral atom and a molecule, and is evaporated. Therefore, although the target material 102 is lower than a solid-state / liquid consistency, it becomes a high-density jet gas stream, and expands perpendicularly on the front face of the target material 102.

[0038] When the main laser beam 201 heats the tip of the above-mentioned jet gas stream strongly and makes it ionize with the pulse width for 10ns in this condition, the plasma of elevated-temperature high density is generable. Since the above-mentioned jet gas stream serves as a buffer, that most is reflected on the front face of the target material 102, the interior of the target material 102 is not destroyed directly, or the shock wave generated in connection with this plasma heating is not heated directly. That is, the particle emitted from the target material 102 is controlled sharply.

[0039] When the high-speed particle of the high-speed minute fragment 102 of the target material 102, i.e., target material, occurs in spite of this control, it is emitted by the time delay for 0.1 to about 1 microsecond to the irradiation time of the main laser beam 201. The rate of this high-speed particle is 1 or less km/s, and the diameter of that high-speed particle is 10 micrometers or less.

[0040] The time of flight taken for a high-speed particle to arrive at the space distant from the front face of the target material 102 about 2mm is about 2 microseconds. Therefore, when only the time amount from 2 microseconds to 4 microseconds carries out incidence of the light beam 203 for evapotranspiration toward the front face of the target material 102 later than the pulse of the main laser beam 201 for about 1 microsecond, the above-mentioned high-speed particle can be irradiated synchronously.

[0041] Next, drawing 1 and drawing 2 are combined and referred to to drawing 3 and drawing 4 , and the relation between a jet gas stream, the light beam for preheatings, and the main laser beam and the relation of the particle of target material and the laser beam for evapotranspiration which disperse in a list are explained.

[0042] Drawing 3 is the explanation perspective view showing one gestalt of the operation in the convergent radiotherapy neighborhood of a point of drawing 1 . Drawing 4 is a chart which shows one gestalt which standardized the consistency by the solid-state consistency about the spatial distribution of the gas consistency in the jet gas stream generated from the convergent radiotherapy point of a solid-state target material front face in drawing 3 .

[0043] Although the light beam 202 for preheatings is shown in one half of the magnitude of the main laser beam 201 in drawing 1 , as shown in drawing 3 , near the convergent radiotherapy point 110, both both that were condensed become the beam of the same configuration mostly. The light beam 203 for evapotranspiration has the magnitude which includes the diffusion range of the high-speed particle 211 of the target material 102 emitted from the convergent radiotherapy point 110, and is irradiating near the convergent radiotherapy point 110.

[0044] The light beam 202 for preheatings generates the injection gas stream 210 perpendicularly on the front face of the convergent radiotherapy point 110 by preceding with the exposure of the main laser beam



201, and carrying out convergent radiotherapy of the convergent radiotherapy point 110. In this condition, the main laser beam 201 carries out convergent radiotherapy of the tip of the injection gas stream 210, and plasma-izes the injection gas stream 210.

[0045] The high-speed particle 211 is concentrating distribution of the include angle emitted from the convergent radiotherapy point 110 inside the cone field 212 of less than about 30 degrees to the normal of the field of the target material in the convergent radiotherapy point 110. Therefore, the light beam 203 for evapotranspiration has width of face of about 2mm perpendicularly on the field distant from the target front face 1.7mm between convergent radiotherapy point 110 absentminded, and it is irradiating with the vertical line from the convergent radiotherapy point 110, and the time delay which makes the same axle mostly and which mentioned above the inside of the exposure field whose die length is about 1.7mm, and which has the shape of a cylinder mostly so that it may be illustrated.

[0046] For example, as an optical beam parameter, in having pulse energy 100mJ, the pulse width for 2 microseconds, and the wavelength of 1 micrometer - 10 micrometers, the reinforcement (power flux density) of the light beam condensed in the exposure field with an above-mentioned diameter of 2mm serves as  $1.3 \times 10^6$  W/cm<sup>2</sup>. When a mass consistency is (Xenon Xe) solid-state target of about 3 g/cm<sup>3</sup>, it is less than 2 microseconds of pulse period width of face, and since the mass vapor rate of the target material irradiated by this light beam reinforcement is mostly set to  $5 \times 10^3$  g/cm<sup>2</sup>/s, while irradiating the light beam, the depth which evaporates directly amounts to about 30 micrometers. Therefore, the high-speed particle which has the diameter of 10 micrometers or less is fully transpired and evaporated.

[0047] The timing which makes the light beam 203 for evapotranspiration emit light is the luminescence time amount controlled by the pulse beam control unit 130 as shown in drawing 2.

[0048] The source 131 of the illumination light illuminates the exposure field of the light beam 203 for evapotranspiration. When a detector 132 carries out monitor detection of the quantity of light of the transmitted light of this exposure light, or the reflected light, or the image of the particle which disperses in an exposure field, the time of arrival of a particle can be measured and recognized.

[0049] Although the object for preheatings and the object for evapotranspiration are made into the light beam, when considering as a sublaser beam other than the main laser beam in the above-mentioned explanation, the effectiveness of heating or evapotranspiration is large. Moreover, although it has both light beam generator for preheatings, and light beam generator for evapotranspiration, either can also fully control generating of the particle emitted from target material as compared with the former.

[0050] Since that it is the KURATIO target material which cools and becomes either [ at least ] liquid-izing or a solid state and which is the matter of a gas [ a room temperature ] in inactive chemically can avoid deposition adhesion of an X-ray optics component or the target material to an X-ray detector and the plasma is generated effectively, target material is desirable.

[0051] Furthermore, the light beam for preheatings and each main laser beam can demonstrate the same function as the above, if it is the configuration of the optical-system member to which the main laser beam can hit directly the jet gas stream generated even if the optical axis leaned to less than 70 degrees to vertical axes to have the almost same vertical optical axis mostly on this front face on the front face of target material, although it is desirable since the main laser beam can hit the generated jet gas stream directly easily.

[0052] Thus, the above-mentioned publication shows and explains suitable data with reference to each drawing. However, it can change into the configuration of the configuration illustrated and explained, magnitude and a mutual location, quantity, etc., and a list in the range which fills the function mentioned above about combination although it had relation mutually, and this invention is not limited to the above-mentioned publication. Furthermore, in the above-mentioned explanation, it can apply also about use of the plasma generated although the example which emits an X-ray from the plasma was explained, for example, thin film formation etc., and the above-mentioned explanation does not limit this invention.

[0053]

[Effect of the Invention] Since according to this invention convergent radiotherapy of the jet gas stream of the high density formed by evaporating target material by preheating was carried out and it is plasma-ized as explained above, generating of the high-speed particle by target material can be controlled. Moreover, since the fragment particle emitted from target material can be heated by the light beam for evapotranspiration adjusted in time after laser plasma production and this can be made to evaporate and evaporate, like the above-mentioned preheating, emission of the high-speed particle by target material can be controlled, and can be extinguished. Furthermore, these combination can make the high-speed particle generated in addition in plasma-ization by preheating evaporate and evaporate nearly completely by the light beam for

evapotranspiration.

[0054] Consequently, since multilayers or an X-ray detector of an expensive X-ray reflecting mirror etc. which reflects the X-ray emitted from the plasma is not damaged and only very small space is needed for evapotranspiration, an X-ray reflecting mirror, an X-ray detector, etc. can be arranged near the target material, and formation of the bright optical system which receives the X-ray to generate is attained. therefore -- being unnecessary in exchange of an X-ray reflecting mirror or an X-ray detector -- carrying out -- semi- -- it is effective in it being continuous and making it possible to generate the punctiform practical plasma.

---

[Translation done.]

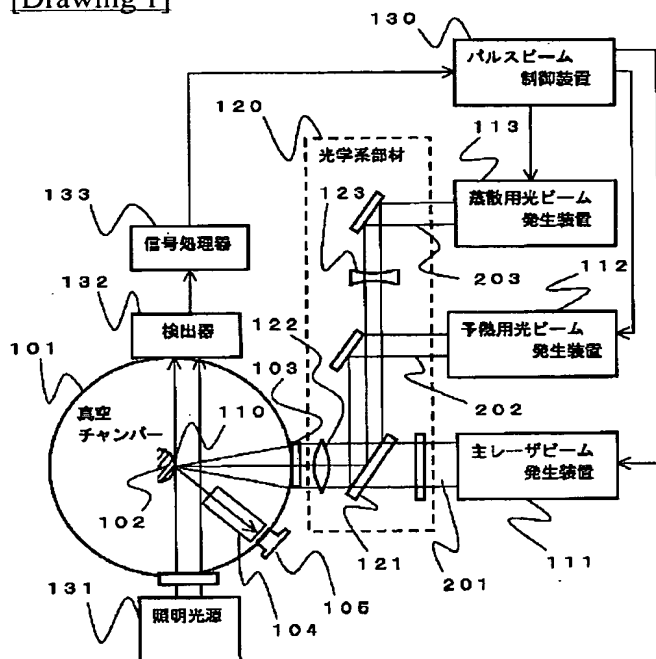
## \* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

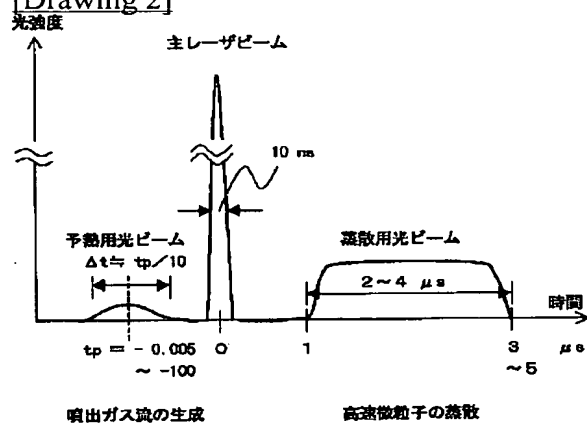
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

## DRAWINGS

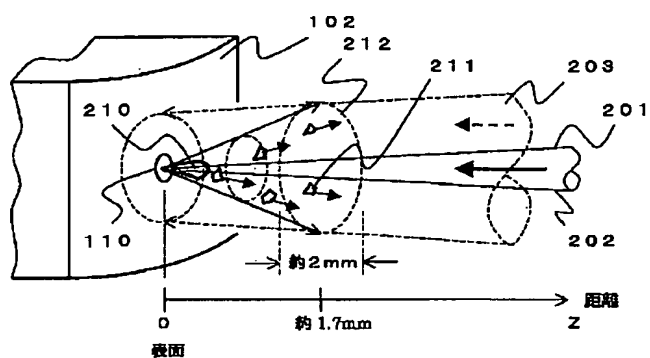
[Drawing 1]



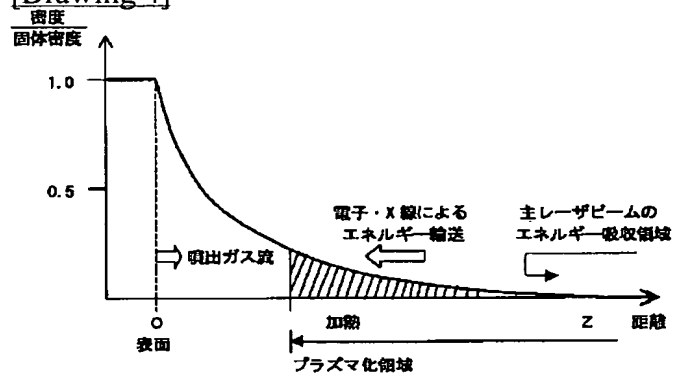
[Drawing 2]



[Drawing 3]



[Drawing 4]



[Translation done.]

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-289397

(43)Date of publication of application : 04.10.2002

(51)Int.Cl.

H05H 1/24  
G21K 1/00  
G21K 5/08

(21)Application number : 2001-085762

(71)Applicant : MOCHIZUKI TAKAYASU

(22)Date of filing : 23.03.2001

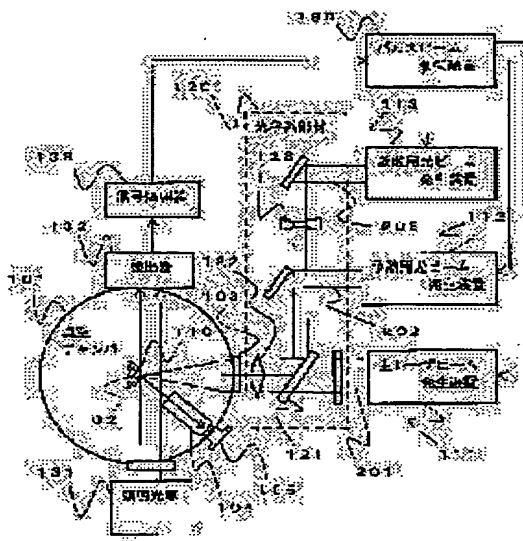
(72)Inventor : MOCHIZUKI TAKAYASU

## (54) LASER PLASMA GENERATING METHOD AND SYSTEM THEREOF

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To continuously form stable high-temperature and high-density plasma without damaging surrounding optical elements, an X-ray detector and the like by flying of fast fine particles from a target material.

**SOLUTION:** Since plasma is formed by irradiating a leading edge of a high-density injection gas stream formed by heating and vaporizing a target material 102 by a light beam 202 for preheating with a converged main laser beam 201, the generation of fast fine particles by the target material can be prevented. After formation of the plasma, broken fine particles released from the target material are heated by a light beam 203 for evapotranspiration timely controlled to be evaporated or vaporized, whereby release of the fast fine particles by the target material can be prevented and extinguished. Accordingly, the fine particles still generated by the formation of plasma by the preheating are almost completely evaporated or vaporized.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

(43)公開日 平成14年10月4日(2002.10.4)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコト <sup>*</sup> (参考)
H 0 5 H 1/24		H 0 5 H 1/24	
G 2 1 K 1/00		G 2 1 K 1/00	X
5/08		5/08	X

審査請求 未請求 請求項の数12 OL (全 8 頁)

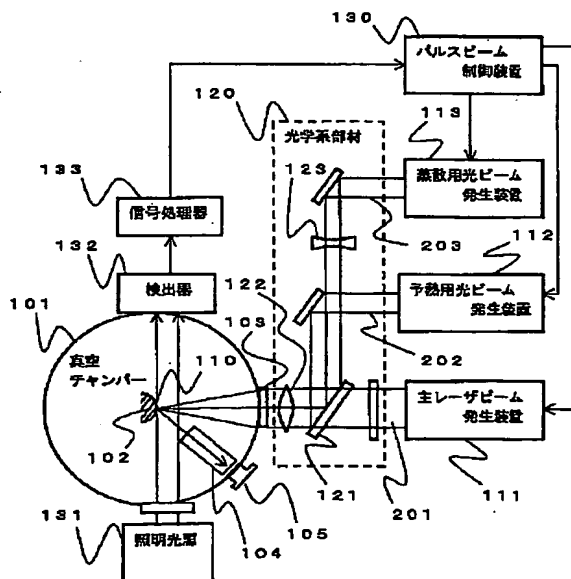
(21)出願番号	特願2001-85762(P2001-85762)	(71)出願人	598039943 望月 孝晏 東京都渋谷区本町6丁目40番3
(22)出願日	平成13年3月23日(2001.3.23)	(72)発明者	望月 孝晏 東京都渋谷区本町六丁目40番3
		(74)代理人	100071272 弁理士 後藤 洋介 (外1名)

(54)【発明の名称】 レーザプラズマ発生方法およびそのシステム

(57)【要約】

【課題】 ターゲット材から高速の微粒子が飛散して周辺に存在する光学素子、X線検出器などに損傷を与えることがなく、連続して安定した高温高密度プラズマを生成することができる。

【解決手段】 予熱用光ビーム２０２によりターゲット材１０２を加熱し気化して形成された高密度の噴出ガス流の先端を、主レーザービーム２０１が集光照射してブラズマ化しているので、ターゲット材による高速微粒子の発生を抑制することができる。またブラズマ生成後、ターゲット材から放出された破片微粒子を時間的に調整された蒸散用光ビーム２０３で加熱し、これを蒸発・気化させることにより、ターゲット材による高速微粒子の放出を抑制し消滅することができる。従って、予熱によるブラズマ化でなお発生した微粒子を蒸散用光ビームによりほぼ完全に蒸発・気化させている。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 固体および液体の少なくとも一方である物質をターゲット材とし、該ターゲット材にレーザによるパルスビームを主レーザビームとして集光照射することにより該ターゲット材を加熱して高温高密度プラズマを生成するレーザプラズマ発生方法において、

前記主レーザビームを用い、前記ターゲット材の表面で集光照射点を集光照射して前記ターゲット材の表面で気化されたターゲット材をプラズマ化するプラズマ生成手順に加えて、ターゲット材予熱手順および微粒子蒸散手順の少なくとも一方を備え、

前記ターゲット材予熱手順は、予熱用光ビームを用意し、前記ターゲット材の表面で前記主レーザビームの集光照射点を集光照射して予め加熱し、前記ターゲット材の表面でターゲット材を気化させて前記表面で垂直方向に高密度の噴出ガス流として噴出させ、また前記微粒子蒸散手順は、蒸散用光ビームを用意し、前記プラズマが拡散したのち前記集光照射点の近傍を照射して前記主レーザビームの集光照射により発生した前記ターゲット材の微粒子を蒸散させることを特徴とするレーザプラズマ発生方法。

【請求項2】 請求項1において、前記ターゲット材予熱手順を実行する際の前記プラズマ生成手順は、前記予熱用光ビームの照射時期から所定時間だけの遅れをもって前記主レーザビームを前記集光照射点に前記予熱用光ビームとほぼ同一の光軸をもって集光照射し、前記予熱用光ビームの照射により噴出された前記噴出ガス流をプラズマ化することを特徴とするレーザプラズマ発生方法。

【請求項3】 請求項2において、前記所定時間は、5 ns から 100  $\mu$ s までの一つであることを特徴とするレーザプラズマ発生方法。

【請求項4】 請求項1において、予熱用光ビームおよび蒸散用光ビームの少なくとも一方が、副レーザビームであることを特徴とするレーザプラズマ発生方法。

【請求項5】 請求項1において、前記ターゲット材は、冷却して液体化および固体化の少なくとも一方になる化学的には不活性で室温ではガス状の物質であるクライオターゲット材であることを特徴とするレーザプラズマ発生方法。

【請求項6】 請求項1において、前記予熱用光ビームおよび前記主レーザビームそれぞれは、前記ターゲット材の表面で該表面に、垂直方向に対して70度以内の入射角度を有すると共にほぼ同一の光軸を有することを特徴とするレーザプラズマ発生方法。

【請求項7】 固体および液体の少なくとも一方である物質をターゲット材とし、該ターゲット材の集光照射点に主レーザビームを集光照射することによりターゲット材を加熱して高温高密度プラズマを生成するレーザプラズマ発生システムにおいて、

前記プラズマを生成させる前記主レーザビームとして高尖頭パワーのパルスレーザビームを発生する主パルスレーザ発生装置に加えて予熱用光ビーム発生装置および蒸散用光ビーム発生装置の少なくとも一方を備え、

前記予熱用光ビーム発生装置は、前記ターゲット材の表面で前記主レーザビームの集光照射点を集光照射して予め加熱し、前記ターゲット材の表面でターゲット材を気化させて前記表面で垂直方向に高密度の噴出ガス流として噴出させる予熱用光ビームを発生し、かつ前記蒸散用光ビーム発生装置は、前記主レーザビームにより生成された前記プラズマが拡散したのち前記集光照射点の近傍を照射して前記主レーザビームの集光照射により発生した前記ターゲット材の微粒子を蒸散させる蒸散用光ビームを発生し、更に、

前記集光照射点に向けて前記予熱用光ビームを導光し集光する光学系部材と前記集光照射点を中心とする所定範囲に前記蒸散用光ビームを導光し集光する光学系部材とのうち発生する光ビームに対応する少なくとも一方の光学系部材と、

前記主レーザビームのパルス照射に対し前記予熱用光ビームおよび前記蒸散用光ビームそれぞれのうち照射されるパルス照射の時間差、時間幅、およびパルス強度それぞれを調整するパルスビーム制御装置とを備えることを特徴とするレーザプラズマ発生システム。

【請求項8】 請求項7において、前記ターゲット材は、冷却して液体化および固体化の少なくとも一方になる化学的には不活性で室温ではガス状の物質のクライオターゲット材であることを特徴とするレーザプラズマ発生システム。

【請求項9】 請求項7において、予熱用光ビームおよび蒸散用光ビームの少なくとも一方が、副レーザビームであることを特徴とするレーザプラズマ発生システム。

【請求項10】 請求項7において、前記光学系部材は、前記予熱用光ビームおよび前記主レーザビームそれぞれを、前記ターゲット材の表面で該表面に、垂直方向に対して70度以内の入射角度を有すると共にほぼ同一の光軸により集光させ、前記蒸散用光ビームを前記主レーザビームの集光径より大きく調整可能なことを特徴とするレーザプラズマ発生システム。

【請求項11】 請求項7において、前記パルスビーム制御装置は、前記予熱用光ビームの照射時期を前記主レーザビームの照射時期に対して所定の時間だけ先行して照射することを特徴とするレーザプラズマ発生システム。

【請求項12】 請求項11において、所定の時間は5 ns から 100  $\mu$ s までの一つの時間であることを特徴とするレーザプラズマ発生システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、固体および液体の



少なくとも一方である物質をターゲット材とし、このターゲット材にレーザによるパルスビームを主レーザビームとして集光照射することにより加熱して高温高密度プラズマを生成するレーザプラズマ発生方法およびそのシステムに関し、特に、ターゲット材から高速の微粒子が飛散して周辺に存在する光学素子、X線検出器などに損傷を与えることがなく、連続して安定した高温高密度プラズマを生成することができる実用的なレーザプラズマ発生方法およびそのシステムに関する。

【0002】

【従来の技術】従来、この種のレーザプラズマ発生システムでは、固体密度を有するターゲット材に、高い尖頭パワーを有するパルスレーザビームを直径100 $\mu$ m以下の点状に集光して照射することにより高温高密度のプラズマ塊が生成される。このプラズマ塊から高輝度のX線が放射されるので、このX線の応用装置が1970年代から実用化されている。

【0003】ここで用いられる固体密度のターゲット材は、何れも銅(Cu)、アルミニウム(Al)、金(Au)などの金属を主体とする固体材料である。従って、レーザ加熱によって蒸発して集光照射点近傍に存在するターゲット材の蒸気分子・原子が、周囲のチャンバ内壁面、放射されるX線を集めるX線鏡の表面、X線検出器の入射窓などに堆積付着するので定期的に清掃する必要があるという問題点がある。

【0004】このような問題点を解決するため、A.L. Hoffman, 他により「Vacuum Science and Technology B3(1), p. 258, 1985年」において、X線鏡の表面までの空間に機械的なシャッターを設けて、発生する固体微粒子の飛散を防止する技術が提案されている。

【0005】また、N. Kandaka, 他により「Japanese J. Applied Physics 37, L147, 1998年」において、ガスセルによる密度の大きなバッファ(衝突)ガス領域を配置するなどの手段を用いて、上述した蒸発ガス分子がX線鏡まで流れることを阻止している。しかし、一般にX線鏡までの距離が大きいので、X線を集める立体角度を大きくすることができない。

【0006】また他方では、デブリ(固体微小飛散物)の少ない、変換効率の高いレーザプラズマ光源を得ることを目的として、特開平11-250842号公報が開示されている。この提案では、固体ターゲットの表面に設けられた窪みにアブレーション用レーザビームが照射される。この照射は、窪みの内壁のごく表層部分を気化し、気化物質を窪み内の空間中、例えば出口中心の近傍、で集束させて高密度化部分を形成する。高温プラズマは、高密度化部分に加熱用パルスレーザを照射して得られる。このように、ごく表層部分のみ気化されることにより微粒子の発生が少ないまま高密度化部分が形成さ

れるので、この高密度化部分が壁となって微粒子の外部放出が抑止される。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、液体または固体のターゲット材を用いてプラズマを生成する場合、初期密度が固体または液体の密度であるためプラズマ生成に伴う急激なかつ局所的なパルス状の圧力上昇により強い衝撃波がターゲット材内部へ向かって発生する。一方、電子およびイオンからなるプラズマ塊が空中に拡散して消滅したのち、ターゲット材が上記衝撃波により粉砕されて生じた微粒子が外部方向へ放出される。この微粒子の速度、すなわち運動エネルギー密度が大きい場合、この微粒子が衝突して周辺面に機械的損傷を与えるという問題点がある。

【0008】このような問題点を解決する従来のレーザプラズマ発生システムのうち、機械的シャッターでは、シャッターの超高速回転が必要であるのみならず、X線の受光立体角度が制限されるという問題点が残る。また、ガスセルの例では、運動量の大きな高速微粒子の拡散に対してガスによる阻止効果が弱い。

【0009】また、窪み内の空間中に高密度化部分を生成してパルスレーザビームを照射する例では、実用性に疑問がある。

【0010】その理由は、固体ターゲット表面のごく表層部分から垂直方向に気化流として噴出したターゲット物質が窪みによる3次元効果により窪み内の空間に集束することにより、密度圧縮されたターゲット材のガス塊を一時的に生成することが重要である。しかしながら、高繰返し速度でプラズマを発生させるためにはターゲット表面にレーザビームが正確に入射できるように窪みの位置を精度よく予め形成する必要がある。

【0011】更に、十分な密度圧縮を実現するためには、表層の広範囲から集束点方向への気化流を生成し、かつ集束点に同時に到達する必要がある。これを実現するために断面が半球形状の窪みが例示されている。すなわち、半球内面のほぼ全面を均一に加熱するようにレーザビームを照射する必要がある。また、窪みの表層部から気化流となって高密度に集中する球面構造の窪みが必要であり、これらの実現は困難である。

【0012】また、提案では、ごく表層部分だけを気化させればよいので、ごく短パルスでピークパワーの大きなパルスレーザビームをアブレーションのために用いればよいと記載されている。しかし、固体物質を気化させるだけの融解および蒸発エネルギーと気化された物質に運動エネルギーを与えるために変換されるレーザのエネルギーとをピコ秒オーダー以下で物質表面に吸収させることが必要である。この結果、ピークパワーの大きな圧力パルスが発生し、このパルスが強い衝撃波となることは避けられない。デブリは、固体が衝撃波によって粉砕されて生じる。従って、密度圧縮に窪みを用いても、デ

10

20

30

40

50

ブリの発生抑止は期待できない。更に、高密度化部分は、デブリの発生持続時間に比べて短い時間しか存在しないうえ、密度が不十分で不安定な場合にはデブリが窪みの外部へ飛散することを阻止することはできない。

【0013】本発明の課題は、このような問題点を解決し、ターゲット材から高速の微粒子が飛散して周辺に存在する光学素子、X線検出器などに損傷を与えることなく、連続して安定した高温高密度プラズマを生成することができる実用的なレーザプラズマ発生方法およびそのシステムを提供することである。

【0014】

【課題を解決するための手段】本発明によるレーザプラズマ発生方法は、固体および／または液体の物質をターゲット材とし、このターゲット材にレーザによるパルスビームを主レーザビームとして集光照射することによりターゲット材を加熱して高温高密度プラズマを生成する際に、主レーザビームを用い、ターゲット材の表面で集光照射点を集光照射してターゲット材の表面で気化されたターゲット材をプラズマ化するプラズマ生成手順に加えて、ターゲット材予熱手順および／または微粒子蒸散手順を備えている。

【0015】ターゲット材予熱手順は、予熱用光ビームを用意し、ターゲット材の表面で主レーザビームの集光照射点を集光照射して予め加熱し、ターゲット材の表面でターゲット材を液化から更に気化させて電気的に殆ど中性のターゲット材による高密度の噴出ガス流体を表面で垂直方向に噴出させている。また、微粒子蒸散手順は、蒸散用光ビームを用意し、プラズマが拡散したのち集光照射点の近傍を照射して主レーザビームの集光照射により発生したターゲット材の微粒子を蒸散させている。

【0016】上記ターゲット材予熱手順によりターゲット材表面の集光照射点近傍で照射点表面から垂直方向に噴出ガス流となったターゲット材が噴出されたのち、5 ns から 100  $\mu$ s までの時間、例えば 2  $\mu$ s の遅れで上記プラズマ生成手順により主レーザビームが集光照射点を集光照射している。従って、主レーザビームは、噴出ガス流の先端を急激に加熱することになる。この際の噴出ガス流の先端は、液体または固体によるターゲット材密度の数分の一から十分の一程度の低い密度を有しており、主レーザビームの照射加熱により完全プラズマ化する。プラズマ化により発生する衝撃波は噴出ガス流先端から低密度の噴出流内部を伝搬してターゲット材面に到達するので、ターゲット材へのその衝撃度は低下している。

【0017】このように、ターゲット材予熱手順を実行する際のプラズマ生成手順は、予熱用光ビームの照射時期から所定時間だけの遅れをもって主レーザビームを集光照射点に予熱用光ビームとほぼ同一の光軸をもって集光照射し、予熱用光ビームの照射により噴出された噴出

ガス流をプラズマ化することが望ましい。

【0018】一方、主レーザビームが集光照射点でターゲット材を直接集光照射してプラズマを生成した場合でも、上記微粒子蒸散手順により、プラズマが拡散したのち蒸散用光ビームが集光照射点の近傍を照射して、主レーザビームの集光照射により発生したターゲット材の微粒子を蒸散させることができる。

【0019】また、上記所定時間は 5 ns から 100  $\mu$ s までの一つの時間であればよい。上記予熱用光ビームおよび蒸散用光ビームの少なくとも一方が、副レーザビームであることが望ましい。上記ターゲット材は、冷却して液体化および固体化の少なくとも一方になる化学的には不活性で室温ではガス状の物質であるクライオターゲット材であることが望ましい。更に、予熱用光ビームおよび主レーザビームそれぞれは、ターゲット材の表面でこの表面にほぼ垂直方向のほぼ同一の光軸を有することが望ましい。

【0020】また、本発明によるレーザプラズマ発生システムにおける具体的な構成では、主パルスレーザ発生装置に加えて噴出ガス流形成用光ビーム発生装置および蒸散用光ビーム発生装置の少なくとも一方を備え、更に、光学系部材とパルスビーム制御装置とを備えている。

【0021】主パルスレーザ発生装置は、プラズマを生成させる主レーザビームとして高尖頭パワーのパルスレーザビームを発生する。予熱用光ビーム発生装置は、ターゲット材の表面で主レーザビームの集光照射点を集光照射して予め加熱し、ターゲット材の表面でターゲット材を気化させて表面で垂直方向に高密度の噴出ガス流として噴出させる予熱用光ビームを発生する。蒸散用光ビーム発生装置は、主レーザビームにより生成されたプラズマが拡散したのち集光照射点の近傍を照射して主レーザビームの集光照射により発生したターゲット材の微粒子を蒸散させる蒸散用光ビームを発生する。

【0022】光学系部材は、集光照射点に向けて予熱用光ビームを導光し集光する光学系部材と集光照射点を中心とする所定範囲に前記蒸散用光ビームを導光し集光する光学系部材とのうち発生する光ビームに対応している。パルスビーム制御装置は、主レーザビームのパルス照射に対し予熱用光ビームおよび蒸散用光ビームそれぞれのうち照射されるパルス照射の時間差、時間幅、およびパルス強度それぞれを調整する。

【0023】

【発明の実施の形態】次に、本発明の実施の形態について図面を参照して説明する。

【0024】図1は本発明の実施の一形態を示す機能ブロック図である。

【0025】図1に示されるレーザプラズマ発生システムは、真空チャンバー101、液体および／または固体のターゲット材102、主レーザビーム発生装置11

10

20

30

40

50

1、予熱用光ビーム発生装置112、蒸散用光ビーム発生装置113、光学系部材120、並びにパルスビーム制御装置130を主要構成要素として備えている。

【0026】真空チャンバー101は、ほぼ中心部に液体および／または固体のターゲット材102、集光照射点110に各ビームを入射する入射窓ガラス103、並びに集光照射点110で生成したプラズマから発生するX線を集光するX線鏡104およびX線検出器105を備えている。

【0027】主パルスレーザ発生装置111は、プラズマを生成させる主レーザビーム201として高尖頭パワーのパルスレーザビームを発生する。予熱用光ビーム発生装置112は、ターゲット材102の表面で主レーザビーム201の集光照射点110を集光照射して予め加熱し、ターゲット材102の表面でターゲット材102を気化させて表面で垂直方向に高密度の噴出ガス流として噴出させる予熱用光ビーム202を発生する。蒸散用光ビーム発生装置113は、主レーザビーム201により生成されたプラズマが拡散したのち集光照射点110の近傍を照射して主レーザビーム201の集光照射により発生したターゲット材102の微粒子を蒸散させる蒸散用光ビーム203を発生する。

【0028】光学系部材120は発生する上記ビームそれぞれを照射点に導光する。主レーザビーム発生装置111の光学系部材としては、主レーザビーム201を導く反射鏡121と入射窓ガラス103を通してターゲット材102の表面で集光照射点110に集光照射させる集光レンズ122とが備えられている。

【0029】また、予熱用光ビーム発生装置112の光学系部材としては、予熱用光ビーム202を導く反射鏡を介して上記主レーザビーム201が通過する反射鏡121で反射したのち、主レーザビーム201と同一経路を通過してターゲット材102の表面で集光照射点110に集光照射する。予熱用光ビーム202の集光径は主レーザビーム201の集光径とほぼ同じか、またはやや大きい寸法に調整される。

【0030】また、蒸散用光ビーム発生装置113の光学系部材としては、蒸散用光ビーム203を導く反射鏡で反射したのち上記主レーザビーム201が通過する反射鏡121で反射し、続いて主レーザビーム201と同一経路を通過してターゲット材102の表面で集光照射点110の近傍を集光照射する。この際、蒸散用光ビーム203の集光径は主レーザビーム201の集光径に比べ、十分に大きくし、高速微粒子に対する照射漏れを防いでいる。このため、蒸散用光ビーム203の通過路には、微粒子が飛散する場所の近傍を十分に包含して集光するように、蒸散用光ビーム203の集光点は主レーザビーム201の集光点とは独立して調整できる集光レンズ123が備えられている。

【0031】反射鏡121には、P偏光の光に対しては

全反射し、同一波長のS偏光の光に対しては透過する性質を有する偏光反射鏡、または波長によって全反射または透過の性質を有するダイクロイック鏡が用いられる。

【0032】パルスビーム制御装置130は、パルス状の各ビームの発生時期を制御するものであって、予熱用光ビーム発生装置112を制御して主レーザビーム発生装置111から主レーザビーム201の放射に先立ち予熱用光ビーム202を発光させる。また、パルスビーム制御装置130は、主レーザビーム発生装置111から受ける同期信号に対し、制御された時間だけ遅延させて蒸散用光ビーム発生装置113を制御して蒸散用光ビーム203を発光させている。

【0033】更に、図1に示されるレーザプラズマ発生システムには、照明光源131、検出器132、およびその信号処理器133が備えられている。照明光源131はターゲット材102の表面上で集光照射点110の近傍の空間に放出される微粒子を照射する照明光を発生する。検出器132は、散乱または透過する照明光を検出し、その検出情報を信号処理器133が信号処理してパルスビーム制御装置130へ通知している。パルスビーム制御装置130では、処理された信号から集光照射点110の近傍の空間における微粒子の放出を認知することができる。

【0034】ターゲット材102の集光照射点110へ入射されるパルス状の主レーザビーム201は、高い尖頭パワーと高い繰返し型のものである。

【0035】例えば、あるレーザプラズマ発生システムでは、レーザ波長 $1\mu\text{m}$ 、パルスエネルギー $0.7\text{J}\sim 1.0\text{J}$ 、パルス幅 $10\text{ns}$ 、および繰返し周波数 $10\text{Hz}\sim 1\text{kHz}$ を有するパルス状の主レーザビームを、主レーザビーム発生装置が放射している。この主レーザビームはターゲット材の表面に集光照射点としてはほぼ $100\mu\text{m}$ の集光径で集光照射される。この場合、ターゲット材表面上でのレーザ強度（電力密度）はほぼ $10^{12}\text{W}/\text{cm}^2$ となる。この光強度により、ターゲット材表面上にほぼ集光径寸法の高温高密度のプラズマが生成され、このプラズマからX線が放射される。生成された高温高密度のプラズマは高速で膨張し、 $100\text{ns}$ 以内で拡散して消滅する。主レーザビームを繰返し周波数 $10\text{Hz}\sim 1\text{kHz}$ で動作させて安定したパルスプラズマを定常的に得るために、1パルス毎に新しいターゲット材料の表面が回転円筒または無端回転ベルトなどにより集光照射点に連続して供給されている。

【0036】次に、図2に図1を併せ参照してパルス状の主レーザビーム201により発光する集光照射点110の周辺における光ビーム状況について説明する。図は説明の便を図り模式化されているので、各ビームの大きさ、または時間幅などの対比は参考用のものである。

【0037】まず、噴出ガス流を生成する予熱用光ビーム202が、主レーザビーム201の照射に先行する5

10

20

30

40

50

nsから100 $\mu$ sまでのある時間 $t_p$ に、この時間 $t_p$ のほぼ10分の1となる継続時間 $\Delta t$ だけ集光照射点110を集光照射により加熱する。この際、ターゲット材102を熱伝導と比べて十分に早い速度で加熱することにより、集光照射点110のターゲット材102を気化温度まで上昇させることができる。また、予熱用光ビーム202のパルスは強い衝撃波をターゲット材102の表面で発生させないような緩い立上がり時間を有する。この結果、材料成分は中性の原子および分子となって気化する。従って、ターゲット材102が固体/液体密度より低い高密度である噴出ガス流となってターゲット材102の表面に垂直方向に膨張する。

【0038】この状態で主レーザービーム201が、例えば10nsのパルス幅で上記噴出ガス流の先端を強く加熱して電離させることによって、高温高密度のプラズマを生成することができる。このプラズマ加熱に伴って発生する衝撃波は、上記噴出ガス流がパuffaとなるためターゲット材102の表面でその殆どが反射され、ターゲット材102の内部を直接破壊したりまたは直接加熱することはない。すなわち、ターゲット材102から放出される微粒子は大幅に抑制される。

【0039】この抑制にも拘わらず、ターゲット材102の高速微小破片、すなわちターゲット材102の高速微粒子が発生する場合、主レーザービーム201の照射時間に対して0.1 $\mu$ sから1 $\mu$ s程度の遅延時間で放出される。この高速微粒子の速度は1km/s以下であり、その高速微粒子の直径は10 $\mu$ m以下である。

【0040】高速微粒子がターゲット材102の表面からほぼ2mm離れた空間に到達するまでに要する飛行時間はほぼ2 $\mu$ sである。従って、主レーザービーム201のパルスよりほぼ1 $\mu$ s遅れて蒸散用光ビーム203をターゲット材102の表面に向かって2 $\mu$ sから4 $\mu$ sまでの時間だけ入射させた場合、同期して上記高速微粒子を照射することができる。

【0041】次に、図3および図4に、図1および図2を併せ参照して噴出ガス流と予熱用光ビームおよび主レーザービームとの関係、並びに飛散するターゲット材の微粒子と蒸散用レーザービームとの関係について説明する。

【0042】図3は、図1の集光照射点の近傍における実施の一形態を示す説明斜視図である。図4は、図3において、固体ターゲット材表面の集光照射点から発生する噴出ガス流中のガス密度の空間分布について、その密度を固体密度で規格化した一形態を示すチャートである。

【0043】図1において予熱用光ビーム202は主レーザービーム201の1/2の大きさに示されているが、集光照射点110の近傍では、図3に示されるように、集光された両者は共にほぼ同一形状のビームとなる。蒸散用光ビーム203は集光照射点110から放出されるターゲット材102の高速微粒子211の拡散範囲を包

含する大きさを有して集光照射点110の近傍を照射している。

【0044】予熱用光ビーム202は、主レーザービーム201の照射に先行して集光照射点110を集光照射することにより、噴射ガス流210を集光照射点110の表面に垂直方向に生成する。この状態で、主レーザービーム201は噴射ガス流210の先端を集光照射し、噴射ガス流210をプラズマ化する。

【0045】高速微粒子211が集光照射点110から放出される角度の分布は、集光照射点110におけるターゲット材の面の法線に対し、ほぼ30度以内の円錐形領域212の内側に集中している。従って、図示されるように、蒸散用光ビーム203は、集光照射点110上の空間において、ターゲット表面から1.7mm離れた面上で垂直にほぼ2mmの幅を有し、集光照射点110からの垂直線とほぼ同軸をなす、長さがほぼ1.7mmのほぼ円筒状を有する照射領域の内側を、上述した遅延時間をもって照射している。

【0046】例えば、光ビームパラメータとして、パルスエネルギー100mJ、パルス幅2 $\mu$ s、および波長1 $\mu$ m~10 $\mu$ mを有する場合には、上記直径2mmの照射領域内に集光された光ビームの強度（電力密度）は $1.3 \times 10^8$  W/cm<sup>2</sup>となる。この光ビーム強度で照射されたターゲット材の質量蒸発速度はほぼ $5 \times 10^3$  g/cm<sup>2</sup>/sとなるので、質量密度がほぼ3g/cm<sup>3</sup>のキセノン（Xe）固体ターゲットの場合、パルス時間幅2 $\mu$ s以内で、光ビームを照射している間に直接蒸発する深さはほぼ30 $\mu$ mに達する。従って、10 $\mu$ m以下の直径を有する高速微粒子は十分に蒸散・気化される。

【0047】蒸散用光ビーム203を発光させるタイミングは、図2に示されるような、パルスビーム制御装置130により制御された発光時間である。

【0048】照明光源131は蒸散用光ビーム203の照射領域を照明する。この照射光の透過光もしくは反射光の光量、または照射領域内に飛散する微粒子の映像を検出器132がモニター検出することにより、微粒子の到着時間を計測し、認知することができる。

【0049】上記説明では、予熱用および蒸散用を光ビームとしているが主レーザービームとは別の副レーザービームとする場合、加熱または蒸散の効果が大きい。また、予熱用光ビーム発生装置および蒸散用光ビーム発生装置の両者を備えるとしたが、いずれか一方でも、ターゲット材から放射される微粒子の発生を従来と比較して十分に抑制できる。

【0050】ターゲット材は冷却して液体化および固体化の少なくとも一方になる化学的には不活性で室温ではガス状の物質であるクライオターゲット材であることが、X線光学素子またはX線検出器へのターゲット材の堆積付着を避け得るので、プラズマを効果的に発生する

10

20

30

40

50

ために望ましい。

【0051】更に、予熱用光ビームおよび主レーザービームそれぞれは、ターゲット材の表面でこの表面にほぼ垂直方向のほぼ同一の光軸を有することが、生成された噴出ガス流を主レーザービームが容易に直撃できるので望ましいが、光軸が垂直軸に対して70度以内に傾いていても生成された噴出ガス流を主レーザービームが直撃できる光学系部材の構成であれば、上記同様の機能を発揮することができる。

【0052】このように、上記記載では、図面それぞれを参照し、かつ適切なデータを示して説明している。しかし、図示され説明された形状、大きさおよび相互位置、数量などの構成、並びに組合せについては、相互に関連を有してはいるが上述した機能を満たす範囲で変更可能であり、本発明は上記記載に限定されるものではない。更に、上記説明では、プラズマからX線を放射する例を説明したが生成されたプラズマの利用、例えば薄膜形成などに関しても適用可能であり上記説明が本発明を限定するものではない。

【0053】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、予備加熱によりターゲット材を気化して形成された高密度の噴出ガス流を集光照射してプラズマ化しているため、ターゲット材による高速微粒子の発生を抑制することができる。また、レーザプラズマ生成後、ターゲット材から放出された破片微粒子を時間的に調整された蒸散用光ビームで加熱し、これを蒸発・気化させることができるため、上記予備加熱同様、ターゲット材による高速微粒子の放出を抑制し消滅させることができる。更に、これらの組合せは、予備加熱によるプラズマ化でなお発生した高速微粒子を蒸散用光ビームによりほぼ完全に蒸発・気化させることができる。

【0054】この結果、プラズマから放射されるX線を反射する高価なX線反射鏡の多層膜またはX線検出器などを損傷することがなく、また、蒸散用に極めて小さな空間のみしか必要としないので、X線反射鏡およびX線検出器などをターゲット材の近くに配置でき、発生するX線を受ける明るい光学系の形成が可能となる。従っ

て、X線反射鏡またはX線検出器の交換を不要とし、準連続的で点状の実用的なプラズマを発生することを可能とするという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の一形態を示す概要図である。

【図2】図1におけるパルス状の主レーザービームの発光に対する集光照射面近傍における状態を模式図化して説明するタイムチャートである。

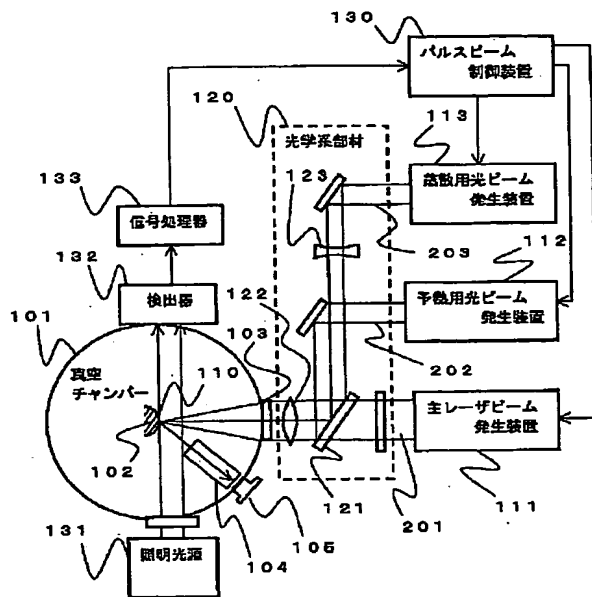
【図3】図1の集光照射点の近傍における実施の一形態を示す説明斜視図である。

【図4】図3において、固体ターゲット材表面の集光照射点から発生する噴出ガス流中のガス密度の空間分布についてその密度を固体密度で規格化した一形態を示すチャートである。

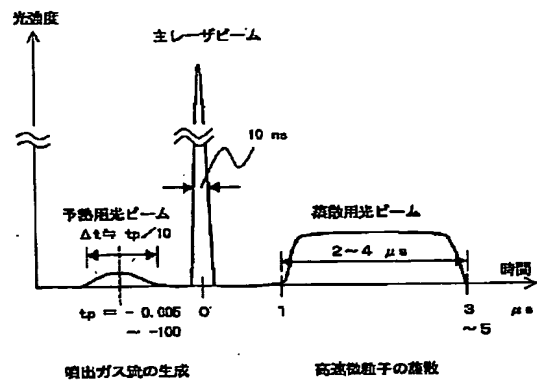
【符号の説明】

101	真空チャンバー
102	ターゲット材
103	入射窓ガラス
104	X線鏡
105	X線検出器
110	集光照射点
111	主レーザービーム発生装置
112	予熱用光ビーム発生装置
113	蒸散用光ビーム発生装置
120	光学系部材
121	反射鏡
122、123	集光レンズ
130	パルスビーム制御装置
131	照明光源
132	検出器
133	信号処理器
201	主レーザービーム
202	予熱用光ビーム
203	蒸散用光ビーム
210	噴出ガス流
211	高速微粒子
212	円錐形領域

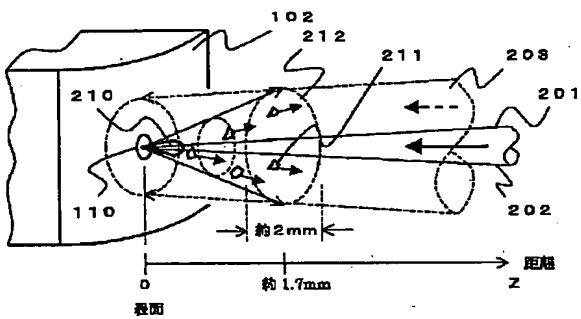
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

